

733  
11

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-000422

(43)Date of publication of application : 09.01.2001

---

(51)Int.Cl. A61B 5/117  
A61B 5/0245

---

(21)Application number : 11-178125 (71)Applicant : FUJI XEROX CO LTD

(22)Date of filing : 24.06.1999 (72)Inventor : YASUKAWA KAORU  
SUGINO SO  
ITO KENSUKE  
SHIMIZU TADASHI  
SAKAI KATSURA

---

### (54) APPARATUS FOR IDENTIFYING LIVING BODY

#### (57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To enable identification of a living body each time biological signals are detected based on the characteristic value extracted from a plurality of detected signals and the memorized values in the memory means.

SOLUTION: This apparatus irradiates light from a light source 2 to a finger 1 each time a plurality of predetermined signals is detected. A light detection device 3 detects a pulse wave signal by receiving light that has penetrated the finger 1. Unnecessary noises are eliminated from the signal by a filter circuit 4 and the resulting signal is converted to a digital signal by an A/D converter 5. The digitized pulse wave signal is subjected to extraction of characteristic values by a characteristics-extracting means 6. A data processing means 7 constitutes characteristic vectors and matrices from these values. On collation a switch 8 is connected to a collation side. Unknown characteristic vectors and wave shape vectors of an examinee enter a comparison/judge means 9 from the data processing means 7. Thus each time a pulse wave signal is detected on inspection of a plurality of predetermined items the signal is collated with registered data in the data storage means for judgement.

---

#### CLAIMS

---

[Claim(s)]

[Claim 1]A living body identification unit comprising:

A biomedical signal detection means to detect a biomedical signal showing physiology operation of a living body at each time at the time of two or more detection defined beforehand.

A feature amount extracting means which extracts characteristic quantity from a biomedical signal detected by said biomedical signal detection means.

A memory measure which memorizes at least one side of a value which processed characteristic quantity and this characteristic quantity.

An identification device which identifies a living body based on a memory value memorized by characteristic quantity extracted by said feature amount extracting means and said memory measure whenever a biomedical signal is detected at each time at the time of two or more detection.

[Claim 2]The living body identification unit according to claim 1 wherein said characteristic quantity is the information about frequency spectrum of a biomedical signal at least.

[Claim 3]The living body identification unit according to claim 2 wherein characteristic quantity about said frequency spectrum is at least one of frequency of at least one spectrum of a biomedical signal intensity and the half breadth.

[Claim 4]The living body identification unit according to claim 1 wherein said characteristic quantity is the information about a time interval of a specific position of a biomedical signal at least.

[Claim 5]The living body identification unit according to claim 4 wherein characteristic quantity about a time interval of said specific position is a statistics value of interval time when it measures on the basis of a peak position or a bottom position where a biomedical signal is repeated periodically.

[Claim 6]The living body identification unit according to claim 1 wherein said characteristic quantity is the information about amplitude value of a biomedical signal at least.

[Claim 7]The living body identification unit according to claim 6 wherein information about said amplitude value is the value which amended a biomedical signal with a time interval of a fixed range of this biomedical signal.

[Claim 8]The living body identification unit according to claim 6 or 7 wherein information about said amplitude value is two or more amplitude value in [ a prescribed position which a biomedical signal defined beforehand to ] a fixed range.

[Claim 9]Claim 6 thru/or a living body identification unit of Claim 8 given in any 1 paragraph wherein it has further a normalization means to normalize two or more amplitude value in said fixed range and said identification device identifies a living body based on a memory value memorized by said amplitude value normalized by said normalization means and said memory measure.

[Claim 10]The living body identification unit according to claim 9 characterized by said thing [ normalizing ] when said normalization means does division of two or more amplitude value in said fixed range with standard deviation of amplitude value of this plurality or subtracts it by average value of amplitude value of this plurality.

[Claim 11]A value which processed said characteristic quantity is the vector constituted using said characteristic quantity.

Said identification device constitutes a vector using characteristic quantity extracted by said feature amount extracting meansClaim 2 which calculates distance of a constituted this vector and a vector memorized by said memory measureand is characterized by what a living body is identified for based on calculated distance thru/or a living body identification unit given in any 1 paragraph of Claim 10.

[Claim 12]A value which processed said characteristic quantity is a vector and a procession which were constituted using said characteristic quantityand said identification deviceA vector is constituted using characteristic quantity extracted by said feature amount extracting meansClaim 6 characterized by what a living body is identified for based on distance which calculated and calculated distance using a constituted this vectora vector memorized by said memory measureand an example of a line thru/or a living body identification unit given in any 1 paragraph of Claim 10.

[Claim 13]Claim 1 characterized by \*\*\*\*\* by a signal acquired by said biomedical signal detecting any of a pulse wavean electrocardiograma heartbeatwinkan electroencephalogramrespiratory soundand body temperature they are thru/or a living body identification unit given in any 1 paragraph of Claim 12.

[Claim 14]Claim 1wherein said feature extraction means extracts characteristic quantity from a signal which differentiated a biomedical signal about time thru/or a living body identification unit given in any 1 paragraph of Claim 13.

---

## DETAILED DESCRIPTION

---

### [Detailed Description of the Invention]

#### [0001]

[Field of the Invention]This invention relates to a living body identification unitand relates to the living body identification unit which identifies a living body based on the biomedical signal showing physiology operation of a living body in more detail.

#### [0002]

[Description of the Prior Art]Conventionallythe method of using opening and closing (wink) of a fingerprinta handprintthe iristhe blood vessel of a fingerthe vasa sanguinea retinae facea voiceprintand an eyelid and a signature for the method using biometrics with the individual identification device used for ON leaving management of a security systemthe access control of a computeretc.etc. are known. For exampleit

is indicated by JPH6-187430A with the device using a fingerprint and is indicated by JPH7-21373A in the system using the vascular pattern of a finger. The identification using the cycle of a pupillary reaction or the wink for example JP6-203145A is indicated. In the medical purpose the method which carries out identification from blood vessel information required for blood pressure measurement including Korotkoff sounds a pulse wave a heart rate etc. for example JP6-142065A is indicated.

[0003]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] The conventional discernment by the fingerprints a handprint the iris a face the blood vessel of a finger the vasa sanguinea retinae etc. is discernment by the spatial patterns fundamentally made eternal. While these patterns are excellent in the point that reading does not take time they have a \*\*\* possibility that a pattern will be stolen on the contrary in an instant with an image sensor etc. in that and always have the danger of surreptitious use. In discernment by the voiceprint and hand (signature) which change in time on the other hand. Although there are few \*\*\* dangers that data will be stolen in an instant since the time (when) from detection of a discrimination object to collation judgment and time (how much) are limited there is a problem which has data forged by the false signal etc. easily.

[0004] In the identification using the above-mentioned wink cycle although it is possible to make a collation judgment in arbitrary time and arbitrary time from detection of a discrimination object it turns out that it generates at random and this cycle cannot be identified only by it. As for a user's burden it is large that an arm has the necessity of carrying out armband wearing in the method using the pattern of the Korotkoff sounds of blood vessel information etc. This method as well as a voiceprint or a hand (signature) has the problem that the time and time from detection of a discrimination object to collation judgment are limited.

[0005] In the individual identification device made into the conventional discrimination object stated above. Since discrimination objects are spatial patterns or time (when) from detection of a discrimination object to collation judgment and time (how much) are limited for the person aiming at forgery it also has the serious defect in which the malfeasance by a pseudo pattern (or signal) etc. can be performed easily.

[0006] In the discernment method explained variously above in arbitrary time a biomedical signal cannot be detected and identification cannot be carried out to arbitrary time at any time from the biomedical signal.

[0007] This invention was accomplished in view of the above-mentioned fact and an object of this invention is to propose the possible living body identification unit of identifying a living body at any time.

[0008]

[Means for Solving the Problem] A biomedical signal detection means to detect a biomedical signal with which an invention given in Claim 1 expresses physiology operation of a living body at each time at the time of two or more detection defined

beforehand for the above-mentioned purpose achievementA feature amount extracting means which extracts characteristic quantity from a biomedical signal detected by said biomedical signal detection meansBased on a memory value memorized by a memory measure which memorizes at least one side of a value which processed characteristic quantity and this characteristic quantityand characteristic quantity extracted by said feature amount extracting means and said memory measurewhenever a biomedical signal is detected at each time at the time of two or more detectionit has an identification device which identifies a living body.

[0009]Namelya biomedical signal detection means detects a biomedical signal at each time at the time of two or more detection defined beforehand. Namelya biomedical signal detection means detects at least one biomedical signal at each time at the time of two or more detection defined beforehand. This biomedical signal expresses physiology operation of a living body. Physiology operations differ for every living body. Thereforethe different feature for every living body is included in a biomedical signal. A feature amount extracting means extracts characteristic quantity from a biomedical signal detected by a biomedical signal detection means. A memory measure memorizes at least one side of a value which processed characteristic quantity and this characteristic quantity.

[0010]And based on a memory value memorized by characteristic quantity extracted by a feature amount extracting meansand memory measurean identification device identifies a living bodywhenever a biomedical signal is detected at each time at the time of two or more detection. Although an identification device may identify a living body for every time at the time of two or more detection which detects a biomedical signal by a biomedical signal detection meansit may identify a living body at each time at the time of detection of plurality of inside at the time of two or more detection which detects a biomedical signal by a biomedical signal detection means.

[0011]thussince a living body is identified based on a memory value memorized by characteristic quantity which detected a biomedical signal at the time of each at the time of two or more detection defined beforehandand extracted it from a detected biomedical signaland memory measure whenever it is detectedwhen a biomedical signal is each at the time of two or more detectiona living body is discriminable at any time.

[0012]Herecharacteristic quantity is good also as information about frequency spectrum of a biomedical signal at least like Claim 2. In this casecharacteristic quantity about frequency spectrum is good also as at least one of frequency of at least one spectrum of a biomedical signalintensityand the half breadth.

[0013]Like Claim 4characteristic quantity is good also as information about a time interval of a specific position of a biomedical signal at least. In this casecharacteristic quantity about a time interval of a specific position is good like Claim 5 also as statistics values (an average the medianstandard deviationdistributionetc.) of interval time when it measures on the basis of a peak position or a bottom position where a

biomedical signal is repeated periodically.

[0014]Like Claim 6characteristic quantity is good also as information about amplitude value of a biomedical signal at least. In this casein order that amplitude value may amend this since it changes if a cycle of a biomedical signal changesinformation about amplitude value is good like Claim 7 also as a value which amended a biomedical signal with a time interval of a fixed range of this biomedical signal. On the other handspecificallyinformation about amplitude value is good like Claim 8 also as two or more amplitude value in [ a prescribed position which a biomedical signal defined beforehand to ] a fixed range. That isit may carry out in two or more amplitude value in a fixed range from a prescribed position which at least one biomedical signal detected at each time at the time of two or more detection beforehand defined by a biomedical signal detection means defined beforehand. In this caseit has further a normalization means to normalize two or more amplitude value in a fixed rangelike Claim 9and may be made for an identification device to identify a living body based on a memory value memorized by amplitude value normalized by a normalization meansand memory measure. In this casea normalization means is normalized like Claim 10 by doing division of two or more amplitude value in a fixed range with standard deviation of amplitude value of this pluralityor subtracting it by average value of amplitude value of this plurality.

[0015]By the wayin Claim 2 thru/or Claim 10A value which processed characteristic quantity like Claim 11It is the vector constituted using characteristic quantityand an identification device calculates distance of a vector which constituted and this constituted a vector using characteristic quantity extracted by a feature amount extracting meansand a vector memorized by said memory measureand it may be made to identify a living body based on calculated distance.

[0016]Especially a value that processed characteristic quantity like Claim 12 in Claim 6 thru/or Claim 10Are a vector and a procession which were constituted using characteristic quantityand an identification deviceIt may be made to identify a living body based on distance which calculated and calculated distance using a vector which constituted and this constituted a vector using characteristic quantity extracted by a feature amount extracting meansa vector memorized by said memory measureand an example of a line.

[0017]Like Claim 13a biomedical signal is good also as a signal acquired by detecting any of a pulse wavean electrocardiograma heartbeatwinkan electroencephalogramrespiratory soundand body temperature they are.

[0018]In order that a feature extraction means may emphasize a characterizing portion and may raise a living body discernment systemit may be made to extract characteristic quantity from a signal which differentiated a biomedical signal about time like Claim 14.

[0019]

[Embodiment of the Invention]Hereafterwith reference to Drawingsan embodiment of

the invention is described in detail. According to a 1st embodiment a pulse wave is made into a biomedical signal. In this embodiment in addition to a pulse wave if a detecting method is set aside an electrocardio wave and a heartbeat wave can be detected and this can be made into a biomedical signal. In a 2nd embodiment although the signal showing operation of the wink is made into a biomedical signal if a detecting method is set aside an electroencephalogram a respiratory-sound wave and body temperature can be detected and this can be made into a biomedical signal so that it may be mentioned later.

[0020] [A 1st embodiment] the living body identification unit (henceforth an individual identification device) concerning this embodiment In order that the light source 2 for pulse wave detection and the photo detector 3 the filter circuit 4 for the noise rejection of a pulse wave signal A/D converter 5 changed into a digital signal from an analog signal the feature extraction means 6 which extracts characteristic quantity from a pulse wave signal the data processing means 7 which processes characteristic quantity and security may be secured. It is operated by the administrator with the registration right of data based on the collated result obtained by the data storage means 10 which comprises the switch 8 which changes the collation and registration in an individual identification device according to this operation semiconductor memory etc. comparative judgment means 9 to compare the data which should be compared with preserved data (memory value) and the comparative judgment means 9. It has a corresponding operation means 11 to output corresponding operation.

[0021] Here there are a plethysmogram (refer to drawing 2) which measured capacity change of the peripheral vascular system as a pulse wave and a pressure pulse wave (refer to drawing 3) which measured the pressure change of the portion with a blood vessel secret cavity in a pulse wave. The reflection from cardiac tuning the ejection state of the left ventricle main artery compliance and a peripheral vascular system etc. are reflected in the pulse wave and all can perform identification by comparing the individual difference. However about a pressure pulse wave in order to measure lateral pressure change (the carotid pulse jugular pulse as an example) with pressure elements (for example PZT etc.) a user's burden is not greatly suitable for an individual identification device.

[0022] Generally measurement of the plethysmogram is widely performed in medical diagnosis -- two kinds a photoelectric method and an impedance method -- it is . Since the burden of an impedance method of a user called attachment of the electrode for impedance change detection in the living body etc. is heavy it is not suitable for an individual identification device. In plethysmogram measurement of a photoelectric method the difference of the arterial blood inflow in a part and venous blood inflow is regarded as light volume change. There are the transmission type method (refer to drawing 4 (A)) of detecting the light which penetrates the inside of a living body and the reflection type method (refer to drawing 4 (B)) of detecting the light which carried out scattered reflection inside the living body in this photoelectric

method and any method can be applied to an individual identification device. Also about a measured region if it is a part which a peripheral condition pulse blood circulatory system concentrates (for example a finger tip an earlobe etc.) it can measure by every part of a human body in principle. However in this embodiment as shown in drawing 5 (A) and drawing 5 (B) the light penetrated on both sides of the finger tip 1 with the photo detector 3 and the light source 2 (dispersion) is measured.

Therefore since the anatomical feature of measured region parts such as a peripheral vessel pattern thickness of living body \*\*\*\* and an optical property is also reflected in a pulse wave in addition to the feature of the arterial system from the above-mentioned left ventricle to a measured region can extract the feature (individual difference) more notably and further since the light source 2 and the photo detector 3 avoid a nail part and are arranged in an optical path they do not have reflection by a nail -- a S/N ratio -- a high pulse wave signal is acquired. However if premised on operation of a computer the earlobe of a measuring point will be more desirable in the meaning that both hands become free.

[0023] About the light source 2 of pulse wave measurement a filament lamp a halogen lamp a light emitting diode a laser diode etc. can be used. If it thinks from safety endurance and economical efficiency especially although a light emitting diode is desirable it will not be restricted to this. Although not limited in particular for the wavelength of the light source 2 in the wavelength (800–900 nm) of a near infrared region. Since living body \*\*\*\* is permeated from the first more well and an oxyhemoglobin and the reduced hemoglobin absorb the light of this wavelength are at the moisture which occupies most living bodies can acquire the good pulse wave signal of the S/N ratio which reflected the individual feature sharply as light volume change. In the individual identification device using the light source 2 of the wavelength (800–900 nm) of a near infrared region since it says that light is hardly visible to an eye there are mental load to a test subject and an effect reduced substantially. The light which may emit light continuously and emits light intermittently may be sufficient as a light source. Light may be temporarily emitted at arbitrary time. When a biomedical signal is able to be detected in addition to time to emit light when emitting light continuously and it breaks off in the middle of a biomedical signal or even when emitting light temporarily judge that it was forged clearly and all subsequent processings are made to stop for example if it is a computer system corresponding operations such as compulsory logout is performed.

[0024] Next the filter circuit 4 is explained. The filter circuit 4 removes the noise by the stray lights etc. which are mixed in the pulse wave signal (electrical signal) changed with the photo detector 3 such as commercial power and an indoor fluorescent light. According to this embodiment two kinds of low pass filters (the cutoff frequency of 20 Hz or less and about 15 Hz are desirable) shown in drawing 6 (A) and drawing 6 (B) can be used. The low pass filter of an active mold is shown in drawing 6 (A) and the passivity type low pass filter is shown in drawing 6 (B). It has an

integration circuit constituted from the resistance  $r$  and the capacitor  $c1$  by both and a noise is removed. However since mixing of a noise is influenced by a measuring place and the measuring condition if the good pulse wave signal of a S/N ratio is acquired from the first the filter circuit 4 is necessarily unnecessary. Since a dc component does not contribute to a pattern of pulse wave directly it may provide the high-pass filter (the cutoff frequency of 1 Hz or less and about 0.1 Hz are desirable) which cuts a dc component.

[0025] Next A/D converter 5 is explained. A/D converter 5 digitizes a pulse wave signal. Since the maximum of the frequency spectra of the pulse wave signal of a resting period is about 10–12 Hz the sampling theorem to sampling time intervals should just be at least about 50 or less ms. However it is more desirable to extract with the shortest possible time interval in order to find more correctly the time base point (for example a peak position or a bottom position) of the below-mentioned feature quantity extraction point. According to this embodiment it saw from change of a pattern of pulse wave and could be about 1 ms. Instead of processing with the filter for the above-mentioned noise rejection also when a moving average etc. process the data after an A/D conversion the almost same effect is realizable.

[0026] Next the feature extraction means 6 is explained. In the individual identification device of this invention since medical diagnosis is not the purpose in feature extraction individual difference pays its attention to the characteristic quantity which appears more notably. In the feature extraction means 6 in this embodiment a pulse wave signal extracts characteristic quantity also from the signal (the signal which carried out multiple-times differentiation may be used) which differentiated the signal about time from the first. It is because discrimination precision will improve in the case which the characteristic quantity which emphasized the high frequency component contained in a waveform is obtained and the individual feature concentrates on the large portion of change of a pattern of pulse wave if the differential signal of a pulse wave signal is used. Although not illustrated in said feature extraction means 6 it also has a means to differentiate a pulse wave signal. Below when extracting the information about the frequency spectrum for a pulse wave signal and its differential signal as characteristic quantity and extracting the information about time as characteristic quantity three in the case of extracting the information about the amplitude value of a signal as characteristic quantity are explained.

[0027] Next an operation of this embodiment is explained.

[0028] The light which came out of the light source 2 receives a transmitted light with the photo detector 3 which penetrates the finger tip 1 and is located in an opposite hand. Intensity modulation of the transmitted light is carried out by the individual pulse wave. Therefore the electrical signal by which photoelectric conversion was carried out with the photo detector 3 turns into a pulse wave signal included the individual feature. An unnecessary noise is removed by the filter circuit 4 and this signal is changed into a digital signal by A/D converter 5. As for this digitized pulse

wave signal extraction of characteristic quantity is performed by the following feature extraction means 6. Although not illustrated a means to differentiate a pulse wave signal is also contained in this feature extraction means 6. Characteristic quantity is the information about the frequency spectrum of a pulse wave signal and (or) its differential signal the information about the time interval of a signal and the information about the amplitude value of a signal. The following data processing means 7 constitutes a feature vector and the feature procession (it mentions later for details) from such characteristic quantity. In this individual identification device it is processing after the data processing means 7 at the registration and collation time and the contents and the flow of processing differ from each other. In the time of registration the switch 8 is connected to the registration side and a feature vector and the feature procession are stored as registration data with the identification number which can identify a registrant for the data storage means 10. As for an individual identification device user's registration an administrator is engaged in registering operation with a registrant. On the other hand the switch 8 is connected to the collation side a test subject's strange feature vector and waveform vector (it mentions later for details) go into the comparative judgment means 9 from the data processing means 7 and the comparative judgment of the case of collation is carried out to the registration data in the data storage means 10. A comparative judgment here computes the distance of a strange vector and registration data and judges whether it is the no which is the person into whom the strange test subject registered the feature vector with the relative size with each of that distance and (or) a fixed threshold distance. In the following corresponding operation means 11 based on the decision result of the comparative judgment means 9 corresponding operations such as login permission (compulsory logout) of a computer system is performed and a series of processings are completed.

[0029] If the test subject is always equipped with the detector for detecting a biomedical signal these processings can be measured at arbitrary time at each time arbitrary time at i.e. the time of two or more detection defined beforehand and can make a collation judgment at any time. Since the collation judgment can make a collation judgment not only the time of login of a system but for example during login when the person himself/herself does a leaving chair the malfeasance which others take the place of can also prevent it.

[0030] When the biomedical signal is always detected and it becomes impossible to detect a signal during operation of a system while the system which needs actual security such as under login of a computer system is working for example corresponding operations such as compulsory logout can also be performed. Since only arbitrary time can also perform this processing of a series of at arbitrary time according to the beforehand fixed procedures (for example program etc.) the safety to the malfeasance by a pseudo pattern (or signal) etc. increases by leaps and bounds compared with the conventional method.

[0031] Next the information about the information about the frequency spectrum for the pulse wave signal and its differential signal as characteristic quantity extracted by the feature extraction means 6 and time and the information about the amplitude value of a signal are explained still in detail.

[0032] First the information about frequency spectrum makes characteristic quantity frequency spectrum obtained by carrying out the Fourier transform of the pulse wave signal (or the differential signal) (refer to drawing 7). In the frequency spectrum of a pulse wave signal frequency  $f_1$  of the peak position of each spectrum  $f_2$  and  $f_3 \dots$  (in drawing 8 it is illustrating only to  $f_5$ ). peak intensity  $p_1$  and  $p_2 \dots$  half breadth (frequency span of one half of positions of each peak value)  $w_1$  of a spectrum  $w_2$  and  $w_3 \dots$  and Peak intensity  $p_1$  and  $p_2 \dots$  receiving ratio  $w_1/p_1$  of the half breadth of one spectrum and  $w_2/p_2 \dots$  is extracted and it is considered as characteristic quantity. The effect same also as characteristic quantity is acquired in the reciprocal of the ratio of the half breadth of one spectrum to peak intensity. Although a certain amount of [ the quantity in connection with fundamental frequency ] discrimination precision as characteristic quantity is securable when requiring high degree of accuracy more it is desirable to make quantity up to the 9th about harmonics into characteristic quantity. Since it is thought that harmonics [ 9th / more than ] harmonics have dramatically weak spectral intensity and are small the 9th about harmonics are enough as the harmonics to incorporate but harmonics [ 9th / more than ] harmonics may be included in characteristic quantity. [ of the contribution to characteristic quantity ] Resolution required for frequency spectrum extraction is about 0.1 Hz or less (desirably about 0.01 Hz or less) and time to incorporate a pattern of pulse wave is set to about 10 or less (desirably about 100 or less sec) sec. As for the Fourier transform here since the frequency to deal with is low it is common to use the algorithm of Fast Fourier Transform actually. A maximum entropy method may be used as the another technique of frequency spectrum analysis.

[0033] The information about time extracts a hour entry with the combination on the basis of the peak 13 and a bottom position as shown in drawing 8 and drawing 9. In this embodiment time interval  $t_1$  of the peak 13  $t_2 t_3 t_4 \dots$  it time-interval- $d_1$  and ... (it is illustrating only to  $t_6$ ) and (or) the bottom product  $14 d_2 d_3$  and  $d_4 \dots$  the time ( $r_1$ ) from ... and (or) the one wave-like bottom product 14 (peak 13) to the peak 13 (bottom product 14)  $r_2 r_3 \dots s_1 s_2 s_3 \dots$  Let the statistics values illustrating neither (an average the median standard deviation distribution etc.) be characteristic quantity. It is more desirable to ask extraction of such characteristic quantity for a statistics value from the sample of about 150 to 300 or more patterns of pulse wave which the above-mentioned statistics value fixed-izes mostly.

[0034] The information about the amplitude value of a signal makes characteristic quantity amplitude value of the signal of the pattern of pulse wave which is in the fixed range on the basis of the wave-like specific position repeated like a translation number of a pulse wave signal. According to this embodiment as shown in drawing

10 let amplitude value ( $v_1, v_2, v_3, \dots$ ) of the signal which determines the extracted point of some characteristic quantity by time interval  $t_0$  before and after that as one wave-like peak position and corresponds the specific position made into a standard be 1 set of characteristic quantity. Time interval  $t_0$  is decided in consideration of the frequency spectrum of a pattern of pulse wave. The number of the extracted points of characteristic quantity is decided from a pattern of pulse wave and time interval  $t_0$  to extract. The pattern of pulse wave to extract is very good in which portion of a signal. for example drawing 11 --- the wave-like signal amplitude value from the peak 13 (bottom product 14) of a pattern of pulse wave to the following peak 13 (bottom product 14) can also be made into characteristic quantity like. By drawing 12 as P-B and B-P show amplitude value of the wave-like signal from the peak 13 of a pattern of pulse wave to the following bottom product 14 can be made into characteristic quantity or amplitude value of the wave-like signal from the bottom product 14 of a pattern of pulse wave to the following peak 13 can also be made into characteristic quantity.

[0035] Like drawing 13 amplitude value of the arbitrary ranges which are [ fixed time ] separated from the peak 13 (bottom product 14) can also be made into characteristic quantity. The signal amplitude value between the arbitrary peaks 13 (bottom product 14) which a pulse wave signal does not adjoin can also be made into characteristic quantity. About 1 ms and since it is small enough time interval  $t_0$  is equal to 1 ms or serves as a value beyond it so that the sampling time in A/D converter 5 can determine the specific position of a standard in this embodiment and can determine a peak position or a bottom position more correctly here. In this feature extraction means 6 it sees from wave-like frequency spectrum time interval  $t_0$  is set to about 20 ms and the characteristic quantity extraction mark  $n$  are made into 40 points. The amplitude value of 40 points of the signal of the time range for about 800 ms corresponds to 1 set of characteristic quantity.

[0036] By the way fault may arise in the feature extraction of the information about the above-mentioned amplitude value. It is because characteristic quantity may be changed if the amplitude value of a signal is extracted according to the characteristic quantity extraction mark which fixed the time intervals since the time interval of a pulse wave is changed about about 30 to 40% with the state of breathing or mental stress even if it is a resting period. In order to avoid this in this embodiment the method of amending the time interval of a feature quantity extraction point based on the base period interval on the basis of two arbitrary wave-like peak time intervals which include the extracted waveform between them was taken. It is more desirable to amend on the basis of two wave-like time intervals which adjoin before and after a waveform to extract in one wave-like feature extraction which includes the peak 13 (bottom product 14) since correction errors will become large if change of a pulse wave fine in the meantime arises if two arbitrary waveforms separate too much.

[0037] Below two waveforms which adjoin before and after a waveform to extract show

the procedure which the time interval of the wave-like extraction on the basis of the peak 13 amends (refer to drawing 14). The peak interval of the waveforms A and C which adjoins before and after the waveform B to extract is set to tand it is considered as the base period for performing time amendment. The range of time to extract a waveform to extract is decided based on  $t$ . In this example it is considered as one half of the values of  $t$ . Since the time range equivalent to two waveforms is included in peak interval [ of the waveforms A and B ] this  $1/2$  is based on the idea that that  $1/2$  is appropriate to one waveform extraction. However since it is not restricted to one waveform extraction in feature extraction even if it has a value of  $1/3$  and  $2/3$  grades it is satisfactory in any way. That is it is important to set up the time range on the basis of peak interval  $t$  of the waveforms A and B which adjoins before and after the waveform B to extract. According to this embodiment the value which did division of  $t/2$  by the characteristic quantity extraction mark  $n$  ( $n=40$ ) is equivalent to time interval  $t_0$  of a feature quantity extraction point. Thus if it sets to  $t_0=t/(2n)$  even if adjoining peak interval  $t$  of the waveforms A and B will change proportionally and the time interval of a pulse wave will change with the state of breathing or mental stress. Since time interval  $t_0$  of a feature quantity extraction point changes according to it feature extraction of the amplitude value of a signal can be performed more correctly. Assignment before and behind a feature extraction point may be performed arbitrarily. for example 15 point sampling may be carried out to the time range of predetermined  $p$  hours by the side of before the peak 13 shown in drawing 14 and 35 point sampling of the remainder may be carried out to it in the time range of predetermined  $q$  hours on the backside -- it may carry out and all 40 points may be extracted from front [ of the peak 13 ] or the backside.

[0038]Amendment of the time interval of waveform extraction can be performed easily [ what always needs to measure the time between peaks (or between bottom products) ] when extracting the waveform between peaks (or between bottom products). When time  $t_0$  which divided peak 13 interval time by the characteristic quantity extraction mark  $n-1$  when the case between the adjoining peaks 13 was taken for the example (drawing 11) even if the time between the peaks 13 changes it is because  $t_0$  will be corrected each time.

[0039]The amplitude value normalization means of the signal which carries out the standard deviation of a wave-like signal change and (or) an average to regularity on the basis of the specific position (for example a peak position or a bottom position) of the signal extracted by the feature extraction means 6 which makes the information about amplitude value characteristic quantity is explained. The amplitude value of the signal extracted by the above-mentioned feature extraction means 6 may change with the states (how to place a finger how to apply acupressure the dirt of a fingertip crack etc.) of the measured finger a lot for every Measurement Division. In order that basing-on individual difference amplitude value change and distinction may not attach this change in the identification using that characteristic quantity there is a case where

highly precise discernment becomes impossible. In that case amplitude value change of the signal produced for every Measurement Division can be substantially reduced using the standard deviation value and (or) average value of amplitude value of one waveform signal. For example the standard deviation for every waveform becomes fixed by breaking the amplitude value of one wave-like signal by standard deviation (distribution may be sufficient) of the signal. The average for every waveform becomes fixed-ization by subtracting the average value of the signal about the amplitude value of one wave-like signal. Thus by performing normalization processing change of the amplitude value of the signal for every Measurement Division is reduced equalization of \*\*\*\*\* can be performed and the individual identification device of high discrimination precision can be realized.

[0040] Next the data processing means 7 is explained. Characteristic quantity to the feature vector and (or) the feature procession which were acquired by the above-mentioned feature extraction means 6 consist of the data processing means 7. When the information about the information about frequency spectrum and time is extracted by the feature extraction means 6 as characteristic quantity the data processing means 7 constitutes a feature vector and by the feature extraction means 6 as characteristic quantity. When the information about the amplitude value of a signal is extracted the data processing means 7 is \*\*\*\*\* about a feature vector and the example of the feature line.

[0041] How to constitute the vector of a pattern is explained from the characteristic quantity obtained from the feature extraction means 6. By the feature extraction means 6 the number of feature vectors may be one and many feature vectors may be obtained.

[0042] In the characteristic quantity of the information about frequency spectrum the element of this vector is a ratio of the half breadth of a spectrum to the frequency of the peak position of each spectrum peak intensity the half breadth of a spectrum and peak intensity. Although it is not necessary to make all the characteristic quantity quoted here into the element of a vector the combination of at least two or more characteristic quantity is required from a viewpoint of accuracy. Arbitrary combination may be sufficient. The array order of each element may also be arbitrary.

[0043] For example the vector V constituted from characteristic quantity of the information about the frequency spectrum extracted from one biomedical signal.  $V = (p_1, p_2, \dots, w_1, w_2, w_3, \dots, p_1, p_2, \dots, w_1/p_1, w_2/p_2, \dots)$

It is by \*\*.

[0044] In the characteristic quantity of the information about time the time interval of the peak 13 the time interval of the bottom product 14 Each average which is these statistics values the median standard deviation distribution etc. serve as each element from the value of the time from the one wave-like bottom product 14 to the peak 13 and the time from the one wave-like peak 13 to the bottom product 14. Similarly although it is not necessary to make all the characteristic quantity into the

element of a vector the combination of at least two or more characteristic quantity is required from a viewpoint of accuracy here. Arbitrary combination may be sufficient. The array order of each element may also be arbitrary.

[0045] For example the vector H constituted from characteristic quantity of the information about the time extracted from one biomedical signal.  $H = (t_1, t_2, t_3, t_4, \dots, d_1, d_2, d_3, d_4, \dots, r_1, r_2, r_3, \dots, s_1, s_2, s_3, \dots)$

It is by \*\*.

[0046] It is good also as an element of one vector to double the characteristic quantity of the information about the characteristic quantity of information about frequency spectrum and time. The same arbitrary combination may be sufficient and the array order of each element may also be arbitrary.

[0047] The characteristic quantity of the information about amplitude value can constitute one n vector from the value of n feature quantity extraction points to one waveform for example. Therefore from the continuous pulse wave signal many waveforms are extracted and many waveform vectors are made. The feature vector in this case is taken as the mean vector of a full-wave type vector. The distributed covariance matrix (or correlation matrix) calculated from the full-wave type vector is considered as the feature procession G.

[0048] Next the contents and the flow of processing change with cases where the case where the feature vector and the feature procession which were acquired by the data processing means 7 register the feature of the person himself/herself into an individual identification device and collation are performed.

[0049] In registration the switch 8 of drawing 1 is connected to the registration side and a specific identification number is attached and stored at the individual who registered the feature vector and the feature procession into the preserving means of quantity. An identification number is inputted from the identification number input terminal 12. Here it is not necessary to register all of an above-mentioned feature vector and the feature procession. It is partly satisfactory. All the characteristic quantity is registered and when using it may be made to choose a required thing. In registration discrimination precision of way which computed the feature vector and the feature procession from as much characteristic quantity as possible improves more so that the feature of the person himself/herself can be extracted correctly. Although time will be taken so much as for collection of much data since a test subject does not register frequently the problem of practical employment is not produced. However -- since it is also considered by aging of a human body that a pulse wave signal changes -- being periodical (for example 1 time per year) -- it is desirable to update registration. In collation the switch 8 of drawing 1 is connected to the collation side and a strange test subject's feature vector and waveform vector (the mean vector of two or more vectors may be sufficient as this vector) are sent to the comparative judgment means 9. This feature vector and the waveform vector must correspond to registration data. For example if this registration data (the feature vector and

procession which were registered beforehand) is a feature vector about frequency spectrum the feature vector compared must also be related with frequency spectrum. In collation the feature procession is unnecessary.

[0050] Next the comparative judgment means 9 is explained.

[0051] In the comparative judgment means 9 distance with a strange test subject's feature vector or a waveform vector the feature vector that a large number registered or (and) the feature procession is computed.

[0052] If the feature vector corresponding to the biomedical signal of the strange living body which detected this time is set to  $X$  when the information about the information about frequency spectrum or time is extracted by the feature extraction means 6 as characteristic quantity distance  $|X-V||X-H|$  etc. will be computed for example.

[0053] On the other hand if the feature vector corresponding to the biomedical signal of the strange living body which detected this time is set to  $X$  when the information about the amplitude value of a signal is extracted by the feature extraction means 6 as characteristic quantity for example Mahalanobis distance  $(X-V)^T G^{-1} (V-X)$  and  $(X-H)^T G^{-1} (H-X)$  etc. are computed.  $G^{-1}$  shows the inverse matrix of  $G$  and  $T$  shows transposition.

[0054] And the person who registered the strange feature vector the feature vector in the shortest distance or (and) the feature procession judges it as a test subject. However when larger than threshold distance with the distance judged to be the shortest it is judged that there is no person applicable to a registrant. When there are many registrants and it will take time dramatically like if it compares with all registrants the identification number which carried out together registration at the time of registration can be inputted and the registered feature vector or the feature procession can be called and compared from the data storage means 10 (drawing 1). In this case collation is completed only by performing comparison with threshold distance and judgment of being the person himself/herself can be performed. It may use for the index of judgment of the angle which vectors make in the comparative judgment of a strange feature vector and the registered feature vector.

[0055] The distance used by statistical discriminant analysis cluster analysis etc. about the above-mentioned distance For example distances such as urban area distance distance of Euclid standardization Euclidean distance Mahalanobis's distance can be used (Murakami \*\*\*\*\*: behavior-metrics series "science of truth or falsehood" Asakura Publishing 1996). Each of four former distance is acquired as a distance between a strange test subject's feature vector and the registered feature vector. Latter Mahalanobis's distance is calculated from the inverse matrix of a strange test subject's waveform vector the registered feature vector (mean vector) and the feature procession (a distributed covariance matrix or correlation matrix). the above-mentioned threshold distance -- a certain specific registrant -- and (or) -- others -- it decides for every registrant from a registrant with the shortest distance in all registrants. For example 1/2 or less distance of the shortest

distance can also be made into threshold distance. Threshold distance can be set up using the statistics values (for example distribution etc.) of characteristic quantity. Since threshold distance may differ for every registrant they are registered into the data storage means 10 with the registrant's identification number.

[0056] If it is judged by the comparative judgment means 9 that he is the person himself/herself after the following corresponding operation means 11 will perform the operation corresponding to the system by which the individual identification device by this invention is applied for example login permission compulsory logout etc. of a computer system a series of processings are completed.

[0057] Thus in the individual identification device by this embodiment measurement is possible during the time arbitrary at arbitrary time which can always detect a biomedical signal and a collation judgment can be made at any time. Since the collation judgment can make a collation judgment not only the time of login of a system but for example during login when the person himself/herself does a leaving chair the malfeasance which others take the place of can also prevent it.

[0058] In the identification by this embodiment since a part is applicable also to medical information there is also an incidental effect like abnormality detecting such as cardiopathy etc. are useful also for an identification unit user's health care.

[0059] [A 2nd embodiment] Next this embodiment explains the case where the wink is used as biological information. However except for the 1st block diagram and detection section of an embodiment the block diagram of this embodiment is the same after a filter circuit and illustrates only a portion which is different except for a part also about feature extraction since it is the same.

[0060] By the way there are also no optionality wink reflective eliciting stimulus and signals which are performed in intentional and options such as a signal by the reflexivity wink and eye which \*\* such as mechanical stimulus a flash and a strong sound are stimulated and produce in the wink and it is classified into three of the spontaneity wink almost produced in unconscious. Among these the spontaneity wink is supposed that it has relation deeply with cognitive factors such as an arousal level and caution a state of mind etc. other than physiological meanings such as prevention from dry on the surface of an eyeball and washing of dust and it is supposed that the individual feature appears it in movement of a palpebra. Therefore identification can be carried out by extracting and comparing the individual feature from movement of the palpebra by the spontaneity wink.

[0061] There are eye ball lightning projection (drawing 15) a method by a video camera etc. in measurement of a wink waveform. In the former eye ball lightning figure measurement the sensor 15 is formed in the front frame and regio palpebralis inferior of the eyebrows upper part of an eye and the differential amplifier 16 detects a wink waveform. Since this method attaches a sensor to the body directly it cannot be told to an individual identification device that it is desirable (the Japan Society of Physiological Anthropology Measurement Division research section meeting "human

science Measurement Division handbook" Gihodo Shuppan (1996)). With a video camera the method by a video camera can photograph a test subject's face and can acquire a wink waveform from the video signal (Nakano Sugiyama Mizuno and Yamamoto: "application to the wink Measurement Division and nap detection by a picture" a television magazine 50 and 12pp. 1949-1956). Simple methods include the optical method shown in drawing 16. Irradiating an eye from the light emitting diode 15 the irradiation light 16 receives reflection by an eyeball surface portion or the retina. The photo detector 18 detects the catoptric light 17. It may be made to make the power supply 19 of a light emitting diode \*\*\*\* continuously and it may be made to \*\*\*\* intermittently. Or only when making a discernment judgment it may be made to make it \*\*\*\*. Although composition is easy it is necessary to adjust correctly the position of the light with which it irradiates and an eye and the position of a photo detector. A place which is greatly different from a pulse wave by a actual wink waveform does not almost have periodicity and the information about the information about frequency spectrum or time does not appear easily as an individual feature. Therefore let the information about the signal amplitude value of a wink waveform be characteristic quantity in this Embodiment 2. Although there is no periodicity in a wink waveform since one wave-like time size (time to wink) does not change with individuals by the remainder it is unnecessary. [ of amendment of a time-axis like a pulse wave ] It is the same as that of a 1st embodiment about a feature extraction means a data processing means a comparative judgment means a corresponding operation means etc. of extracting the feature from the information about the amplitude value of a signal.

[0062]

[Effect of the Invention] It detects at each time at the time of two or more detection for which this invention determined beforehand that the biomedical signal explained above. Since a living body is identified based on the memory value memorized by the characteristic quantity extracted from the detected biomedical signal and the memory measure whenever a biomedical signal is detected at each time at the time of two or more detection it has the effect that a living body is discriminable at any time.

---

## DESCRIPTION OF DRAWINGS

---

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] It is a block diagram of working example by this invention.

[Drawing 2] It is a figure showing a plethysmogram waveform (finger tip).

[Drawing 3] It is a figure showing a pressure pulse wave waveform (carotid artery).

[Drawing 4] It is a figure showing a pulse wave detector.

[Drawing 5] (A) and (B) are the figures showing a pulse wave detector (A) is a plan and (B) is a sectional view.

[Drawing 6]It is a figure showing noise filter circuits.

[Drawing 7]It is a figure showing the Fourier spectrum of a pulse wave.

[Drawing 8]It is a figure showing the hour entry extracted from the pulse wave.

[Drawing 9]It is a figure showing the hour entry extracted from the differential waveform of the pulse wave.

[Drawing 10]It is a figure showing the information on the amplitude value before and behind the peak value extracted from the pulse wave.

[Drawing 11]It is a figure showing the information on the amplitude value between the peak values extracted from the pulse wave.

[Drawing 12]It is a figure in which having extracted from the pulse wave and showing the information on amplitude value.

[Drawing 13]It is a figure showing the information on the amplitude value extracted from the pulse wave.

[Drawing 14]It is a figure showing the Method of amendment of an extraction time interval.

[Drawing 15]It is a figure explaining the detecting method of the wink in eye ball lightning projection.

[Drawing 16]It is a measurement figure of the wink by optical means.

**[Description of Notations]**

1 Finger tip

2 Light source

3 Photo detector

4 Filter circuit

5 A/D converter

6 Feature extraction means

7 Data processing means

8 Switch

9 Comparative judgment means

10 Data storage means

11 Corresponding operation means

12 Identification number input terminal

---

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001-422

(P2001-422A)

(43)公開日 平成13年1月9日(2001.1.9)

(51)Int.Cl.<sup>7</sup>

A 61 B 5/117  
5/0245

識別記号

F I

A 61 B 5/10  
5/02

マークコード(参考)

320Z 4C017  
310H 4C038

審査請求 未請求 請求項の数14 O L (全 14 頁)

(21)出願番号 特願平11-178125

(22)出願日 平成11年6月24日(1999.6.24)

(71)出願人 000005496

富士ゼロックス株式会社  
東京都港区赤坂二丁目17番22号

(72)発明者 安川 薫

神奈川県足柄上郡中井町境430 グリーン  
テクなかい 富士ゼロックス株式会社内

(72)発明者 杉野 創

神奈川県足柄上郡中井町境430 グリーン  
テクなかい 富士ゼロックス株式会社内

(74)代理人 100079049

弁理士 中島 淳 (外3名)

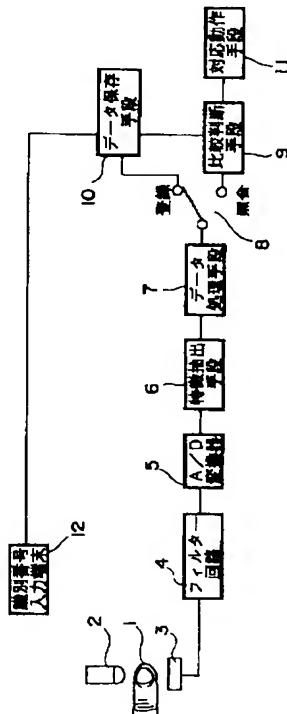
最終頁に統く

(54)【発明の名称】 生体識別装置

(57)【要約】

【課題】 生体を隨時識別する。

【解決手段】 予め定めた複数の検出時各々のときに光源2から指1に光を照射し、受光素子3は指1を透過した光を受光して脈波信号を検出し、この信号は、フィルター回路4によって不要なノイズが除去され、A/D変換器5によってデジタル信号に変換される。デジタル化された脈波信号は、特徴抽出手段6によって、特徴量の抽出が行われる。データ処理手段7では、これらの特徴量から、特徴ベクトル及び特徴行列を構成する。照合の場合、スイッチ8が照合側に接続され、データ処理手段7から被験者の未知の特徴ベクトルや波形ベクトルが比較判断手段9に入り、予め定めた複数の検出時各々のときに脈波信号が検出される毎にデータ保存手段10にある登録データと比較判断される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の生理動作を表す生体信号を、予め定めた複数の検出時各々のときに検出する生体信号検出手段と、前記生体信号検出手段により検出した生体信号から特微量を抽出する特微量抽出手段と、特微量及び該特微量を処理した値の少なくとも一方を記憶する記憶手段と、前記特微量抽出手段により抽出された特微量と前記記憶手段に記憶された記憶値とに基づいて、生体信号が複数の検出時各々のときに検出される毎に生体を識別する識別手段と、を備えた生体識別装置。

【請求項2】 前記特微量は、少なくとも生体信号の周波数スペクトルに関する情報であることを特徴とする請求項1記載の生体識別装置。

【請求項3】 前記周波数スペクトルに関する特微量は、生体信号の少なくとも1つのスペクトルの周波数、強度、及び半値幅の少なくとも1つであることを特徴とする請求項2記載の生体識別装置。

【請求項4】 前記特微量は、少なくとも生体信号の特定位置の時間間隔に関する情報であることを特徴とする請求項1記載の生体識別装置。

【請求項5】 前記特定位置の時間間隔に関する特微量は、生体信号の周期的に繰り返されるピーク位置またはボトム位置を基準として計った時の間隔時間の統計量であることを特徴とする請求項4記載の生体識別装置。

【請求項6】 前記特微量は、少なくとも生体信号の振幅値に関する情報を特徴とする請求項1記載の生体識別装置。

【請求項7】 前記振幅値に関する情報は、生体信号を、該生体信号の一定範囲の時間間隔で補正した値であることを特徴とする請求項6記載の生体識別装置。

【請求項8】 前記振幅値に関する情報は、生体信号の予め定めた所定位置から一定範囲内の複数の振幅値であることを特徴とする請求項6または請求項7記載の生体識別装置。

【請求項9】 前記一定範囲内の複数の振幅値を基準化する基準化手段を更に備え、

前記識別手段は、前記基準化手段により基準化された前記振幅値と前記記憶手段に記憶された記憶値とに基づいて、生体を識別することを特徴とする請求項6乃至請求項8の何れか1項記載の生体識別装置。

【請求項10】 前記基準化手段は、前記一定範囲内の複数の振幅値を、該複数の振幅値の標準偏差で除算したは該複数の振幅値の平均値で減算することにより、前記基準化することを特徴とする請求項9記載の生体識別装置。

【請求項11】 前記特微量を処理した値は、前記特微量を用いて構成されたベクトルであり、

前記識別手段は、前記特微量抽出手段により抽出された特微量を用いてベクトルを構成し、該構成したベクトルと前記記憶手段に記憶されたベクトルとの距離を演算し、演算した距離に基づいて、生体を識別する、ことを特徴とする請求項2乃至請求項10の何れか1項に記載の生体識別装置。

【請求項12】 前記特微量を処理した値は、前記特微量を用いて構成されたベクトル及び行列であり、前記識別手段は、前記特微量抽出手段により抽出された特微量を用いてベクトルを構成し、該構成したベクトルと前記記憶手段に記憶されたベクトル及び行列とを用いて距離を演算し、演算した距離に基づいて、生体を識別する、

ことを特徴とする請求項6乃至請求項10の何れか1項に記載の生体識別装置。

【請求項13】 前記生体信号は、脈波、心電図、心音、瞬目、脳波、呼吸音、体温の何れかを検出して得た信号であることを特徴とする請求項1乃至請求項12の何れか1項に記載の生体識別装置。

【請求項14】 前記特微量抽出手段は、生体信号を時間に関して微分した信号から特微量を抽出することを特徴とする請求項1乃至請求項13の何れか1項に記載の生体識別装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、生体識別装置に係り、より詳しくは、生体の生理動作を表す生体信号をもとに生体を識別する生体識別装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 従来、セキュリティシステムの入退室管理やコンピュータのアクセス管理などに利用される個人識別装置でバイオメトリックスを使った方式には、指紋、手紋、虹彩、指の血管、網膜血管、顔、声紋、瞼の開閉（瞬目）、署名を利用する方法等が知られている。例えば、指紋を利用する装置では特開平6-187430号公報に開示され、指の血管パターンを利用するシステムでは、特開平7-21373号公報に開示されている。瞳孔反応や瞬目の周期を利用する個人識別、例えば、特開平6-203145が開示されている。また、医療目的では、血圧測定に必要な血管情報（コロトコフ音、脈波、心拍数等）から個人識別する方式、例えば、特開平6-142065が開示されている。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】 指紋、手紋、虹彩、顔、指の血管、網膜血管などによる従来の識別は、基本的には不变とされる空間的パターンによる識別である。これらのパターンは、読み取りに時間がかかるないという点で優れている反面、そのことがかえって撮像素子等で瞬時にパターンを盗み取られる可能性があり、盗用の危険性を常に持っている。一方、時間的に変化する

声紋や筆跡（署名）による識別では、データを瞬時に盗み取られるれる危険性が少ないので、識別対象の検知から照合判断までの時刻（いつ）、時間（どのくらい）が限定されているので、擬似信号などによって、データを偽造されやすい問題がある。

【0004】また、前述の瞬目周期を利用する個人識別では、識別対象の検知から照合判断を任意の時刻、任意の時間で行うことは可能であるが、この周期はランダムに発生することがわかっており、それだけで識別することはできない。また、血管情報のコロトコフ音のパターンを利用する方式では、腕に腕帯装着する必要があるなど、利用者の負担が大きい。また、この方式も、声紋や筆跡（署名）と同様に、識別対象の検知から照合判断までの時刻や時間が限定されるという問題がある。

【0005】以上に述べた従来の識別対象とする個人識別装置では、識別対象が空間的パターンであったり、識別対象の検知から照合判断までの時刻（いつ）、時間（どのくらい）が限定されたりするので、偽造を目的とする者にとっては、擬似パターン（あるいは信号）などによる不正行為が簡単に行えるという重大な欠陥も持っている。

【0006】以上種々説明した識別方式では、任意の時刻に任意の時間で生体信号を検出し、その生体信号から随時個人識別することができない。

【0007】本発明は、上記事実に鑑み成されたもので、生体を随時識別することの可能な生体識別装置を提案することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記目的達成のため請求項1記載の発明は、生体の生理動作を表す生体信号を、予め定めた複数の検出時々のときに検出する生体信号検出手段と、前記生体信号検出手段により検出した生体信号から特徴量を抽出する特徴量抽出手段と、特徴量及び該特徴量を処理した値の少なくとも一方を記憶する記憶手段と、前記特徴量抽出手段により抽出された特徴量と前記記憶手段に記憶された記憶値とに基づいて、生体信号が複数の検出時々のときに検出される毎に生体を識別する識別手段と、を備えている。

【0009】即ち、生体信号検出手段は予め定めた複数の検出時々のときに生体信号を検出する。即ち、生体信号検出手段は、予め定めた複数の検出時々のときに少なくとも1つの生体信号を検出する。この生体信号は、生体の生理動作を表すものである。生理動作は各生体毎に異なる。従って、生体信号には、各生体毎に異なる特徴が含まれる。特徴量抽出手段は、生体信号検出手段により検出した生体信号から特徴量を抽出する。記憶手段は、特徴量及び該特徴量を処理した値の少なくとも一方を記憶する。

【0010】そして、識別手段は、特徴量抽出手段により抽出された特徴量と記憶手段に記憶された記憶値とに

基づいて、生体信号が複数の検出時々のときに検出される毎に生体を識別する。なお、識別手段は、生体信号検出手段により生体信号を検出する複数の検出時々のとき毎に生体を識別してもよいが、生体信号検出手段により生体信号を検出する複数の検出時の内の複数の検出時々のときに生体を識別してもよい。

【0011】このように、生体信号を、予め定めた複数の検出時々のときに検出し、検出した生体信号から抽出した特徴量と記憶手段に記憶された記憶値とに基づいて、生体信号が複数の検出時々のときに検出される毎に生体を識別するので、生体を随時識別することができる。

【0012】ここで、請求項2のように、特徴量は、少なくとも生体信号の周波数スペクトルに関する情報としてもよい。この場合、周波数スペクトルに関する特徴量は、生体信号の少なくとも1つのスペクトルの周波数、強度、及び半値幅の少なくとも1つとしてもよい。

【0013】また、請求項4のように、特徴量は、少なくとも生体信号の特定位置の時間間隔に関する情報としてもよい。この場合、請求項5のように、特定位置の時間間隔に関する特徴量は、生体信号の周期的に繰り返されるピーク位置またはボトム位置を基準として計った時の間隔時間の統計量（平均、中央値、標準偏差、分散等）としてもよい。

【0014】更に、請求項6のように、特徴量は、少なくとも生体信号の振幅値に関する情報としてもよい。この場合、振幅値は、生体信号の周期が変化すると、変化するのでこれを補正するため、請求項7のように、振幅値に関する情報は、生体信号を、該生体信号の一定範囲の時間間隔で補正した値としてもよい。一方、具体的には、請求項8のように、振幅値に関する情報は、生体信号の予め定めた所定位置から一定範囲内の複数の振幅値としてもよい。即ち、生体信号検出手段により予め定めた複数の検出時々のときに検出された少なくとも1つの生体信号の予め定めた所定位置から一定範囲内の複数の振幅値をとしてもよい。この場合、請求項9のように、一定範囲内の複数の振幅値を基準化する基準化手段を更に備え、識別手段は、基準化手段により基準化された振幅値と記憶手段に記憶された記憶値とに基づいて、生体を識別するようにもよい。この場合、請求項10のように、基準化手段は、一定範囲内の複数の振幅値を、該複数の振幅値の標準偏差で除算した値は該複数の振幅値の平均値で減算することにより、基準化する。

【0015】ところで、請求項2乃至請求項10においては、請求項11のように、特徴量を処理した値は、特徴量を用いて構成されたベクトルであり、識別手段は、特徴量抽出手段により抽出された特徴量を用いてベクトルを構成し、該構成したベクトルと前記記憶手段に記憶されたベクトルとの距離を演算し、演算した距離に基づいて

て、生体を識別するようにしてもよい。

【0016】また、請求項6乃至請求項10においては特に、請求項12のように、特徴量を処理した値は、特徴量を用いて構成されたベクトル及び行列であり、識別手段は、特徴量抽出手段により抽出された特徴量を用いてベクトルを構成し、該構成したベクトルと前記記憶手段に記憶されたベクトル及び行列とを用いて距離を演算し、演算した距離に基づいて、生体を識別するようにしてもよい。

【0017】なお、請求項13のように、生体信号は、脈波、心電図、心音、瞬目、脳波、呼吸音、体温の何れかを検出して得た信号としてもよい。

【0018】また、請求項14のように、特徴抽出手段は、特徴部分を強調して、生体識別制度を向上させるため、生体信号を時間に関して微分した信号から特徴量を抽出するようにしてもよい。

#### 【0019】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して、本発明の実施の形態を詳細に説明する。第1の実施の形態では、脈波を生体信号とする。なお、本実施の形態では、脈波以外に、検出方法を別にすれば、心電波、心音波を検出しこれを生体信号とすることができる。なお、第2の実施の形態では、後述するように、瞬目の動作を表す信号を生体信号とするが、検出方法を別にすれば、脳波、呼吸音波、体温を検出しこれを生体信号とすることができる。

【0020】【第1の実施の形態】本実施の形態に係る生体識別装置（以下、個人識別装置という）は、脈波検出用の光源2及び受光素子3、脈波信号のノイズ除去用のフィルター回路4、アナログ信号からデジタル信号に変換するA/D変換器5、脈波信号から特徴量を抽出する特徴抽出手段6、特徴量を処理するデータ処理手段7、セキュリティの確保するためにデータの登録権限を持つ管理者により操作され、該操作に応じて個人識別装置における照合と登録を切り替えるスイッチ8、半導体メモリ等で構成されるデータ保存手段10、保存データ（記憶値）と照合すべきデータを比較する比較判断手段9、及び比較判断手段9で得られる照合結果に基づいて、対応動作を出力する対応動作手段11を備えている。

【0021】ここで、脈波には、末梢血管系の容積変化を脈波として計測した容積脈波（図2参照）と血管内内腔のある部分の圧変化を計測した圧脈波（図3参照）がある。いずれも、心調律、左心室の拍出状態、大動脈コンプライアンス、末梢血管系からの反射等が脈波に反映されており、その個人差を比較することによって個人識別を行うことができる。ただし、圧脈波については、側圧変化（例として、頸動脈波、頸静脈波）を圧力素子（例えば、PZT等）で計測するため利用者の負担が大きく個人識別装置には適さない。

【0022】容積脈波の測定は、医療診断において広く一般に行われており、光電式とインピーダンス方式の2種類ある。インピーダンス方式は、生体内のインピーダンス変化検知用電極の貼付けなどといった利用者の負担が大きいため個人識別装置には適さない。光電式の容積脈波測定では、局所における動脈血流入量と静脈血流入量の差分を光量変化として捉える。この光電式には、生体の内部を透過する光を検出する透過型方法（図4(A)参照）と、生体の内部で乱反射した光を検出する反射型方法（図4(B)参照）があり、いずれの方法も、個人識別装置に適用できる。また、測定部位についても、末梢動静脈血管系が集中する部位（例えば、指尖、耳朶など）であれば、原則として人体のどの部位でも測定できる。しかし、本実施の形態では、図5(A)、図5(B)に示すように、指尖1を受光素子3と光源2で挟んで透過（散乱）する光を測定する。よって、前述の左心室から測定部位までの動脈系の特徴に加えて、末梢血管パターン、生体組織の厚み、光学特性等の測定部位局所の解剖学的特徴も脈波に反映されるので、より顕著に特徴（個人差）を抽出することができ、さらに、光源2と受光素子3は、光路中に爪部分を避けて配置されるため、爪による反射がなく、S/N比高い脈波信号が得られる。ただし、コンピュータの操作を前提にするなら、測定個所は耳朶のほうが両手が自由になるという意味でより望ましい。

【0023】脈波測定の光源2については、白熱電球、ハロゲンランプ、発光ダイオード、レーザーダイオード等が使える。特に、安全性、耐久性、経済性から考えれば、発光ダイオードが望ましいがこれに限られるものではない。また、光源2の波長については、特に限定されないが、近赤外領域の波長（800～900nm）では、生体の大部分を占める水分はもとより、よりよく生体組織に浸透し、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンともにこの波長領域の光を吸収するため、個人の特徴を鋭敏に反映したS/N比の良い脈波信号を光量変化として得ることができる。また、近赤外領域の波長（800～900nm）の光源2を使った個人識別装置では、光が殆ど眼に見えないということもあり、被験者への心理的負荷も大幅に軽減される効果もある。光源は、連続的に発光しても良いし断続的に発光する光でも良い。任意の時刻で一時的に発光しても良い。連続的に発光している場合は、生体信号と途中で途切れた場合や一時的に発光する場合でも、発光する時間以外に生体信号が検出できた場合などは、明らかに偽造されたと判断して、その後の処理をすべてストップさせて、例えば、コンピュータシステムなら強制的なログアウトなどの対応動作が行われる。

【0024】次に、フィルター回路4を説明する。フィルター回路4は、受光素子3で変換された脈波信号（電気信号）に混入する商用電源や室内の蛍光灯等の迷光等によるノイズを除去する。本実施の形態では、図6

(A)、図6(B)に示す2種類のローパスフィルター(遮断周波数20Hz以下、15Hz程度が望ましい)を用いることができる。図6(A)には、能動型のローパスフィルターが示され、図6(B)には、受動型のローパスフィルターが示されている。どちらも抵抗  $r$  及びコンデンサ  $C_1$  で構成される積分回路を備えて、ノイズを除去する。ただし、ノイズの混入は、測定場所や測定条件によっても左右されるので、もともと、S/N比の良い脈波信号が得られるのであれば、フィルター回路4は必ずしも必要ない。また、直流成分は、直接脈波波形に寄与しないので、直流成分をカットするハイパスフィルター(遮断周波数1Hz以下、0.1Hz程度が望ましい)を設けてよい。

【0025】次に、A/D変換器5を説明する。A/D変換器5は、脈波信号のデジタル化を行う。安静時の脈波信号の周波数スペクトラムの上限は約10~12Hzであるので、サンプリング定理からサンプリング時間間隔は少なくとも約50ms以下であれば良い。しかし、後述の特徴量抽出点の時間基準点(例えばピーク位置若しくはボトム位置)をより正確に見つけるために、できるだけ短い時間間隔で抽出したほうが望ましい。この実施の形態では、脈波波形の変化から見て約1msとした。また、前述のノイズ除去用のフィルターによる処理の代わりに、A/D変換後のデータを移動平均等の処理することによってもほぼ同じ効果を実現できる。

【0026】次に特徴抽出手段6について説明する。本発明の個人識別装置では、医療診断が目的でない、特徴抽出においては、個人差がより顕著に現れる特徴量に着目する。本実施の形態での特徴抽出手段6では、脈波信号はもとより、その信号を時間に関して微分した信号(複数回微分した信号でも良い)からも特徴量を抽出する。脈波信号の微分信号を用いると、波形に含まれる高い周波数成分を強調した特徴量が得られ、脈波波形の変化の大きい部分に個人の特徴が集中するケースには識別精度が向上するからである。図示していないが前記特徴抽出手段6では、脈波信号を微分する手段も有する。以下では、脈波信号とその微分信号を対象とした周波数スペクトルに関する情報を特徴量として抽出する場合、時間に関する情報を特徴量として抽出する場合、及び信号の振幅値に関する情報を特徴量として抽出する場合の3つについて説明する。

【0027】次に、本実施の形態の作用を説明する。

【0028】光源2から出た光は、指尖1を透過し反対側に位置する受光素子3により、透過した光を受光する。透過した光は、個人の脈波によって強度変調されている。従って受光素子3によって光電変換された電気信号が個人の特徴を含んだ脈波信号となる。この信号は、フィルター回路4によって不要なノイズが除去され、A/D変換器5によってデジタル信号に変換される。このデジタル化された脈波信号は、次の特徴抽出手段6

によって、特徴量の抽出が行われる。この特徴抽出手段6には、図示していないが脈波信号を微分する手段も含まれている。特徴量は、脈波信号且つ(または)その微分信号の周波数スペクトルに関する情報、信号の時間間隔に関する情報、信号の振幅値に関する情報である。次のデータ処理手段7では、これらの特徴量から、特徴ベクトル及び特徴行列(詳細は後述する)を構成する。本人識別装置では、データ処理手段7後の処理は、登録時と照合時で処理の内容と流れが異なる。登録時では、スイッチ8が登録側に接続され、特徴ベクトル及び特徴行列は、データ保存手段10に、登録者を識別できる識別番号とともに、登録データとして格納される。個人識別装置利用者の登録は、管理者が、登録者と共に登録作業に携わる。一方、照合の場合は、スイッチ8が照合側に接続され、データ処理手段7から被験者の未知の特徴ベクトルや波形ベクトル(詳細は後述する)が比較判断手段9に入り、データ保存手段10にある登録データと比較判断される。ここで比較判断は、未知のベクトルと登録データとの距離を算出し、その各距離且つ(または)一定の閾値距離との相対的な大きさによって、その未知の被験者が特徴ベクトルを登録した人物である否かを判断する。次の対応動作手段11では、比較判断手段9の判断結果に基づいて、例えば、コンピュータシステムのログイン許可(強制的なログアウト)等の対応動作が実行され、一連の処理が終了する。

【0029】これらの処理は、生体信号を検知するための検出器を被験者に常に装着しておくと、任意の時刻で任意の時間、即ち、予め定めた複数の検出時々のときに測定が可能であり、随時照合判断を行うことができる。また、照合判断は、例えばシステムのログイン時だけでなく、ログイン中にも照合判断を行うことができるので、本人が離席したときなどに他人が成り代わる不正行為も防ぐことができる。

【0030】また、例えば、コンピュータシステムのログイン中など実際のセキュリティが必要なシステムが稼動している間は、常に生体信号を検出しておき、システムの稼動中に信号が検知できなくなった場合には、強制的なログアウトなどの対応動作も行うこともできる。さらに、この一連の処理は、予め決めておいた手順(例えばプログラムなど)にしたがって任意の時刻に任意の時間だけ行うこともできるので、擬似パターン(あるいは信号)による不正行為などに対する安全性は、従来の方法に比べて飛躍的に高まる。

【0031】次に特徴抽出手段6により抽出される特徴量としての、脈波信号とその微分信号を対象とした周波数スペクトルに関する情報、時間に関する情報、及び信号の振幅値に関する情報を更に詳細に説明する。

【0032】まず、周波数スペクトルに関する情報は、脈波信号(またはその微分信号)をフーリエ変換することによって得られる周波数スペクトルを特徴量とする

(図7参照)。脈波信号の周波数スペクトルにおいて、各スペクトルのピーク位置の周波数  $f_1, f_2, f_3 \dots$  (図8では  $f_5$  までしか図示していない)、ピーク強度  $p_1, p_2 \dots$ 、スペクトルの半値幅 (各ピーク値の  $1/2$  の位置の周波数幅)  $w_1, w_2, w_3 \dots$  、そして、ピーク強度  $p_1, p_2 \dots$  対する1つのスペクトルの半値幅の比  $w_1/p_1, w_2/p_2 \dots$  を抽出し特徴量とする。また、ピーク強度に対する1つのスペクトルの半値幅の比の逆数を特徴量としても同じ効果が得られる。特徴量としては、基本周波数に関わる量のみでも、ある程度の識別精度は確保できるが、より高精度を要求する場合には、第9高調波程度までの量を特徴量とするのが望ましい。第9高調波以上の高調波は、スペクトル強度が非常に弱く、特徴量への寄与が小さいと考えられるので、取り込む高調波は第9高調波程度で十分であるが、第9高調波以上の高調波を特徴量に含めても良い。周波数スペクトル抽出に必要な分解能は、約0.1Hz以下 (望ましくは約0.01Hz以下) で、脈波波形を取り込む時間は、約10sec以下 (望ましくは約100sec以下) となる。なお、ここでのフーリエ変換は、取り扱う周波数が低いので、現実には高速フーリエ変換のアルゴリズムを使うのが普通である。また、周波数スペクトル解析の別の手法として、最大エントロピー法を利用しても良い。

【0033】また、時間に関する情報は、図8及び図9に示すように、ピーク13、ボトム位置を基準とし、その組み合わせにより時間情報の抽出を行う。本実施の形態では、ピーク13の時間間隔  $t_1, t_2, t_3, t_4 \dots$  ( $t_6$  までしか図示していない) 且つ (または) ボトム14の時間間隔  $d_1, d_2, d_3, d_4 \dots$  且つ (または) 一つの波形のボトム14 (ピーク13) からピーク13 (ボトム14) までの時間 ( $r_1, r_2, r_3 \dots, s_1, s_2, s_3 \dots$  何れも図示せず) の統計量 (平均、中央値、標準偏差、分散など) を特徴量とする。これらの特徴量の抽出には、前述の統計量がほぼ一定化する約150~300以上の脈波波形のサンプルからが統計量を求めたほうがより望ましい。

【0034】更に、信号の振幅値に関する情報は、脈波信号の概周期的に繰り返される波形の特定位置を基準として、一定の範囲にある脈波波形の信号の振幅値を特徴量とする。本実施の形態では、図10に示すように、基準とする特定位置を一つの波形のピーク位置として、その前後に、時間間隔  $t_0$  でいくつかの特徴量の抽出点を決め、対応する信号の振幅値 ( $v_1, v_2, v_3 \dots$ ) を1組の特徴量とする。時間間隔  $t_0$  は、脈波波形の周波数スペクトルを考慮して決める。また、特徴量の抽出点の数は、抽出したい脈波波形と時間間隔  $t_0$  から決める。抽出する脈波波形は、信号のどの部分をとっても良い。例えば、図11のように、脈波波形のピーク13 (ボトム14) から次のピーク13 (ボトム14) までの波形の信号振幅値を特徴量とすることもできる。また、図12でP-B、B-Pで示すよ

うに、脈波波形のピーク13から次のボトム14までの波形の信号の振幅値を特徴量としたり、脈波波形のボトム14から次のピーク13までの波形の信号の振幅値を特徴量としたり、することもできる。

【0035】また、図13のように、ピーク13 (ボトム14) から一定の時間離れた任意の範囲の振幅値を特徴量とすることもできる。更に、脈波信号の隣接しない任意のピーク13 (ボトム14) 間の信号振幅値を特徴量とすることもできる。本実施の形態では、A/D変換器5でのサンプリング時間が、基準の特定位置、ここでは、ピーク位置またはボトム位置をより正確に決定できるように、約1msと十分小さいため、時間間隔  $t_0$  は、1msに等しいかそれ以上の値となる。この特徴抽出手段6では、波形の周波数スペクトルから見て、時間間隔  $t_0$  を約20msとし、特徴量抽出点数  $n$  を40点としている。約800msの時間範囲の信号の40点の振幅値が、1組の特徴量に対応する。

【0036】ところで、前述の振幅値に関する情報の特徴抽出では、不具合が生じる場合がある。それは、安静時であっても、呼吸の状態、或いは精神的な緊張等により脈波の時間間隔は、約30~40%程度変動するので、時間間隔を固定した特徴量抽出点数に従って信号の振幅値を抽出すると、特徴量が変動する場合があるからである。これを避ける為に、本実施の形態では、抽出した波形をその間に含む任意の2つの波形のピーク時間間隔を基準とし、その基準時間間隔に基づいて、特徴量抽出点の時間間隔を補正する方法をとった。任意の2つの波形は、離れすぎていると、その間に細かい脈波の変動が生じると補正誤差が大きくなるので、ピーク13 (ボトム14) を含むような1つの波形の特徴抽出では、抽出したい波形の前後に隣接する2つの波形の時間間隔を基準にして補正するほうが望ましい。

【0037】以下に、抽出したい波形の前後に隣接する2つの波形により、ピーク13を基準とする波形の抽出の時間間隔の補正する手順を示す (図14参照)。抽出したい波形Bの前後に隣接する波形A, Cのピーク間隔を  $t$  とし、時間補正を行う為の基準時間とする。抽出したい波形を抽出する時間の範囲を  $t$  に基づいて決める。この例では、 $t$  の  $1/2$  の値としている。この  $1/2$  は、波形A, Bのピーク間隔  $t$  には、2つの波形に相当する時間範囲が含まれているから、1つの波形抽出には、その  $1/2$  が妥当であるという考えに基づいている。しかし、特徴抽出では、1つの波形抽出に限られるものではないので、 $1/3, 2/3$  等の値を持っていても何ら問題はない。つまり、抽出したい波形Bの前後に隣接する波形A, Bのピーク間隔  $t$  を基準とした時間範囲を設定することが重要である。この実施の形態では、特徴量抽出点数  $n$  ( $n=40$ ) で、 $t/2$  を除算した値が、特徴量抽出点の時間間隔  $t_0$  に当たる。このように  $t_0=t/(2n)$  と設定すると、隣接する波形A, Bのピーク間隔  $t$  の比例して変化し、呼吸の状態、或いは精

神的な緊張等により脈波の時間間隔が変化しても、それに応じて、特徴量抽出点の時間間隔 $t_0$ が変化するので、より正確に信号の振幅値の特徴抽出ができることになる。また、特徴抽出点の前後の割り振りは、任意に行つても良い。例えば、図14に示すピーク13前側の所定p時間の時間範囲に、15点抽出し、後側の所定q時間の時間範囲に残りの35点抽出しても良いし、40点全てをピーク13の前側或いは後側から抽出しても良い。

【0038】また、波形抽出の時間間隔の補正是、ピーク間（またはボトム間）の波形を抽出する時には、ピーク間（またはボトム間）の時間を常に計測する必要があるものの簡単に実行できる。隣接するピーク13間の場合を例（図11）にとると、特徴量抽出点数n-1でピーク13間隔時間を割った時間 $t_0$ とすると、ピーク13間の時間は変化しても、その都度、 $t_0$ が修正されることになるからである。

【0039】更に、振幅値に関する情報を特徴量とする特徴抽出手段6により抽出した信号の特定位置（例えばピーク位置またはボトム位置）を基準として、波形の信号変化の標準偏差且つ（または）平均を一定にする信号の振幅値基準化手段について説明する。前述の特徴抽出手段6により抽出した信号の振幅値は、計測した指の状態（指の置き方、指圧のかけ方、指先の汚れ、傷等）によって、計測毎に大きく変化する場合がある。この変化は、個人差による振幅値変化と区別がつかないため、その特徴量を使った個人識別では、高精度な識別ができなくなる場合がある。その場合には、1つの波形信号の振幅値の標準偏差且つ（または）平均値を使って、計測毎に生じる信号の振幅値変化を大幅に低減することができる。例えば、一つの波形の信号の振幅値をその信号の標準偏差（分散でもよい）で割ることで、波形毎の標準偏差が一定になる。また、一つの波形の信号の振幅値をその信号の平均値を引き算することで、波形毎の平均が一定化になる。このように基準化処理を行うことで、計測毎の信号の振幅値の変化を低減しやばらつきの均一化ができ、高識別精度の個人識別装置を実現することができる。

【0040】次に、データ処理手段7について説明する。データ処理手段7では、前述の特徴抽出手段6によって得られた特徴量から、特徴ベクトル且つ（または）特徴行列を構成する。なお、特徴抽出手段6により特徴量として、周波数スペクトルに関する情報及び時間に関する情報が抽出された場合、データ処理手段7は特徴ベクトルを構成し、特徴抽出手段6により特徴量として、信号の振幅値に関する情報が抽出された場合、データ処理手段7は特徴ベクトル及び特徴行列を構成する。

【0041】特徴抽出手段6から得られる特徴量から、パターンのベクトルを構成する方法を説明する。特徴抽出手段6によって、特徴ベクトルが一つの場合もあるし、多数の特徴ベクトルが得られる場合もある。

【0042】周波数スペクトルに関する情報の特徴量では、このベクトルの要素は、各スペクトルのピーク位置の周波数、ピーク強度、スペクトルの半値幅、そして、ピーク強度に対するスペクトルの半値幅の比である。ここで挙げた特徴量の全てをベクトルの要素とする必要はないが精度の観点から少なくとも2つ以上の特徴量の組み合わせが必要である。任意の組み合わせでも良い。また、各要素の配列順序も任意で良い。

【0043】例えば、1つの生体信号から抽出した周波数スペクトルに関する情報の特徴量から構成したベクトルVは、  

$$V = (p_1, p_2 \dots, w_1, w_2, w_3 \dots, p_1, p_2 \dots, w_1/p_1, w_2/p_2 \dots)$$
等である。

【0044】また、時間に関する情報の特徴量では、ピーク13の時間間隔、ボトム14の時間間隔、一つの波形のボトム14からピーク13までの時間、一つの波形のピーク13からボトム14までの時間の値から、これらの統計量である其々の平均、中央値、標準偏差、分散等が各要素となる。ここでも同じく、特徴量の全てをベクトルの要素とする必要はないが精度の観点から少なくとも2つ以上の特徴量の組み合わせが必要である。任意の組み合わせでも良い。また、各要素の配列順序も任意で良い。

【0045】例えば、1つの生体信号から抽出した時間に関する情報の特徴量から構成したベクトルHは、  

$$H = (t_1, t_2, t_3, t_4 \dots, d_1, d_2, d_3, d_4 \dots, r_1, r_2, r_3 \dots, s_1, s_2, s_3 \dots)$$
等である。

【0046】更に、周波数スペクトルに関する情報の特徴量と時間に関する情報の特徴量を合わせて、一つのベクトルの要素としてもよい。同じく、任意の組み合わせでも良いし、各要素の配列順序も任意で良い。

【0047】なお、振幅値に関する情報の特徴量では、例えば、1つの波形に対するn個の特徴量抽出点の値から、1つのn次元ベクトルを構成できる。従って、連続した脈波信号からは、多数の波形を抽出し、多数の波形ベクトルができる。この場合の特徴ベクトルは、全波形ベクトルの平均ベクトルとする。また、全波形ベクトルから計算した分散共分散行列（または相関行列）を特徴行列Gとする。

【0048】次に、データ処理手段7によって得た特徴ベクトル及び特徴行列は、個人識別装置に本人の特徴を登録する場合と照合を行う場合によって、処理の内容と流れが異なる。

【0049】登録の場合には、図1のスイッチ8を登録側に接続し、特徴ベクトル及び特徴行列を量の保存手段に、登録した各個人に特定の識別番号を付けて格納する。識別番号は、識別番号入力端末12から入力される。ここでは、前述の特徴ベクトルや特徴行列を全て登

録する必要はない。一部でも問題ない。また、全ての特徴量を登録しておいて、利用する時に、必要なものを選択するようにしてもよい。また、登録では、本人の特徴を正確に抽出できるように、できるだけ多くの特徴量から特徴ベクトルや特徴行列を算出したほうが、より識別精度が向上する。多数のデータの収集はそれだけ時間がかかることになるが、被験者は頻繁に登録しないので、実際的な運用上の問題は生じない。ただし、人体の経年変化により、脈波信号が変化することも考えられるので、定期的（例えば、1年1回）に登録を更新することが望ましい。照合の場合は、図1のスイッチ8を照合側に接続し、未知の被験者の特徴ベクトルと波形ベクトル

（このベクトルは複数のベクトルの平均ベクトルでも良い）が比較判断手段9に送られる。この特徴ベクトルと波形ベクトルは、登録データに対応するものでなければならない。例えば、この登録データ（予め登録した特徴ベクトルや行列）が、周波数スペクトルに関する特徴ベクトルであれば、照合される特徴ベクトルも周波数スペクトルに関するものでなければならない。また、照合の場合には、特徴行列は必要ない。

【0050】次に比較判断手段9について説明する。

【0051】比較判断手段9では、未知の被験者の特徴ベクトルまたは波形ベクトルと多数の登録した特徴ベクトルまたは（及び）特徴行列との距離が算出される。

【0052】なお、特徴抽出手段6により特徴量として、周波数スペクトルに関する情報や時間に関する情報が抽出された場合、今回検出した未知の生体の生体信号に対応する特徴ベクトルをXとすると、例えば、距離 $|X-V|$ 、 $|X-H|$ 等が算出される。

【0053】一方、特徴抽出手段6により特徴量として、信号の振幅値に関する情報が抽出された場合、今回検出した未知の生体の生体信号に対応する特徴ベクトルをXとすると、例えば、マハラノビス距離 $(X-V)^T \cdot G^{-1} \cdot (V-X)$ 、 $(X-H)^T \cdot G^{-1} \cdot (H-X)$ 等が算出される。なお、 $G^{-1}$ は、Gの逆行列を示し、Tは、転置を示す。

【0054】そして、未知の特徴ベクトルと最も短い距離にある特徴ベクトルまたは（及び）特徴行列を登録した人物が、被験者と判断する。しかし、最も短いと判断した距離がある閾値距離より大きい場合は、登録者に該当する人物がないと判断する。また、登録者が多いときなどのように、登録者全員と照合すると非常に時間がかかる場合には、登録時に一緒に登録した識別番号を入力して、登録した特徴ベクトルまたは特徴行列をデータ保存手段10から呼び出して照合することができる（図1）。この場合は、閾値距離との比較を行うだけで照合が完了し本人か否かの判断ができる。また、未知の特徴ベクトルと登録した特徴ベクトルの比較判断では、ベクトル同士のなす角度を判断の指標に使っても良い。

【0055】前述の距離については、統計学の判別分析

やクラスター分析などで用いられている距離、例えば市街地距離、ユークリッドの距離、標準化ユークリッド距離、マハラノビスの距離等の距離を使うことができる

（村上征勝著：行動計量学シリーズ「真贋の科学」朝倉書店、1996）。前者の4つの距離は、いずれも、未知の被験者の特徴ベクトルと登録した特徴ベクトル間の距離として得られる。後者のマハラノビスの距離は、未知の被験者の波形ベクトルと登録した特徴ベクトル（平均ベクトル）と特徴行列（分散共分散行列または相関行列）の逆行列から計算される。前述の閾値距離は、ある特定の登録者及び（或いは）他の登録者全員の中で最も距離が短い登録者から、登録者毎に決める。例えば、その最短距離の1/2以下の距離を閾値距離とすることもできる。また、特徴量の統計量（例えば分散等）を使って、閾値距離を設定することができる。閾値距離は、登録者毎に異なる場合もあるので、登録者の識別番号とともにデータ保存手段10に登録しておく。

【0056】比較判断手段9で本人であると判断されれば、次の対応動作手段11で、本発明による個人識別装置が適用されているシステムに対応する動作、例えば、コンピュータシステムのログイン許可や強制的なログアウト等を行った後、一連の処理が終了する。

【0057】このように、本実施の形態による個人識別装置では、生体信号を常に検知することができる、任意の時刻で任意の時間の間、測定が可能であり、隨時照合判断を行うことができる。また、照合判断は、例えばシステムのログイン時だけでなく、ログイン中にも照合判断を行うことができるので、本人が離席したときなどに他人が成り代わる不正行為も防ぐことができる。

【0058】更に、本実施の形態による個人識別では、一部医療情報にも適用できるため心臓疾患などの異常検知など、識別装置利用者の健康管理にも役立つなどの付随的効果もある。

【0059】【第2の実施の形態】次に、本実施の形態では、生体情報として瞬目を使った場合について説明する。ただし、本実施の形態のブロック図は、第1の実施の形態のブロック図と検出部分を除いてフィルター回路以降は同じであり、特徴抽出についても一部を除いて同じため、異なる部分についてのみ説明する。

【0060】ところで、瞬目には、機械的刺激、閃光、強い音など等が刺激となって生じる反射性瞬目、眼による合図など意図的、随意的に行う随意性瞬目、反射誘発刺激も合図もなく、殆ど無意識に生じる自発性瞬目の三つに分類される。このうち自発性瞬目は、眼球表面の乾燥防止、塵埃の洗浄等の生理学的な意義のほかに、覚醒水準、注意等の認知的要因、心理状態などと深く関わりを持っているとされており、眼瞼の運動には個人の特徴が現れるとしている。従って、自発性瞬目による眼瞼の運動から、個人の特徴を抽出し比較することで、個人識別することができる。

【0061】瞬目波形の測定には、眼球電図法（図15）やビデオカメラによる方法などがある。前者の眼球電図測定では、眼の眉上側の前額部と下眼瞼部にセンサー15を設け差動アンプ16によって瞬目波形を検出する。この方法は、センサーを直接身体に取り付けるので個人識別装置には好ましいとは言えない（日本生理人類学会計測研究部会“人間科学計測ハンドブック”、技報堂出版（1996））。ビデオカメラによる方法は、ビデオカメラによって、被験者の顔を撮ってそのビデオ信号から瞬目波形を得ることができる（中野、杉山、水野、山本：“画像による瞬目計測と居眠り検知への応用”、テレビ誌、50、12、pp. 1949-1956）。また、簡易的な方法として、図16に示す光学的な方法がある。発光ダイオード15から眼に光を照射し、その照射光16は眼球表面部分や網膜によって反射を受ける。その反射光17を受光素子18で検出するのである。発光ダイオードの電源19は、連続的に点燈させるようにしても良いし、断続的に点燈させてても良い。あるいは、識別判断をするときのみ点燈させるようにしても良い。構成は簡単だが、照射する光、眼の位置、受光素子の位置を正確に調整する必要がある。実際の瞬目波形で、脈波と大きく異なるところは、周期性が殆どなく、周波数スペクトルに関する情報や時間に関する情報は、個人の特徴として現れにくい。従って、本実施の形態2では、瞬目波形の信号振幅値に関する情報を特徴量とする。また、瞬目波形には、周期性はないものの、一つの波形の時間サイズ（瞬きをする時間）は、個人によってあまり変化しないので、脈波のような時間軸の補正は必要ない。信号の振幅値に関する情報から特徴を抽出する特徴抽出手段、データ処理手段、比較判断手段、対応動作手段等については、第1の実施の形態同様である。

#### 【0062】

【発明の効果】以上説明したように本発明は、生体信号を、予め定めた複数の検出時々々のときに検出し、検出した生体信号から抽出した特徴量と記憶手段に記憶された記憶値に基づいて、生体信号が複数の検出時々々のときに検出される毎に生体を識別するので、生体を隨時識別することができる、という効果を有する。

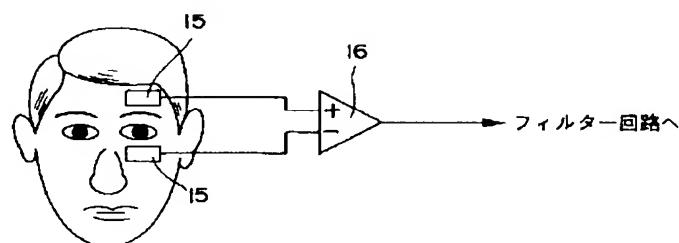
#### 【図面の簡単な説明】

- 【図1】 本発明による実施例のブロック図である。
- 【図2】 容積脈波波形（指尖）を示した図である。
- 【図3】 圧脈波波形（頸動脈）を示した図である。
- 【図4】 脈波検出器を示した図である。
- 【図5】 (A)、(B)は、脈波検出器を示した図であり、(A)は上面図であり、(B)は断面図である。
- 【図6】 ノイズフィルター回路を示した図である。
- 【図7】 脈波のフーリエスペクトルを示した図である。
- 【図8】 脈波から抽出した時間情報を示した図である。
- 【図9】 脈波の微分波形から抽出した時間情報を示した図である。
- 【図10】 脈波から抽出したピーク値の前後の振幅値の情報を示した図である。
- 【図11】 脈波から抽出したピーク値の間の振幅値の情報を示した図である。
- 【図12】 脈波から抽出した振幅値の情報を示した図である。
- 【図13】 脈波から抽出した振幅値の情報を示した図である。
- 【図14】 抽出時間間隔の補正方法を示す図である。
- 【図15】 眼球電図法における瞬目の検出方法を説明する図である。
- 【図16】 光学的方法による瞬目の測定図である。

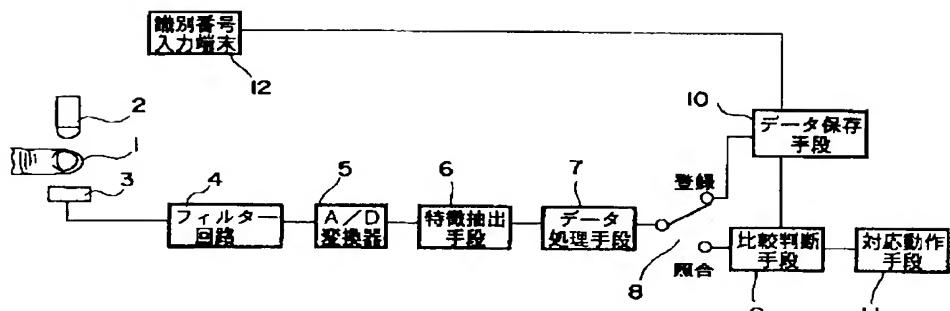
#### 【符号の説明】

- 1 指尖
- 2 光源
- 3 受光素子
- 4 フィルター回路
- 5 A/D変換器
- 6 特徴抽出手段
- 7 データ処理手段
- 8 スイッチ
- 9 比較判断手段
- 10 データ保存手段
- 11 対応動作手段
- 12 識別番号入力端末

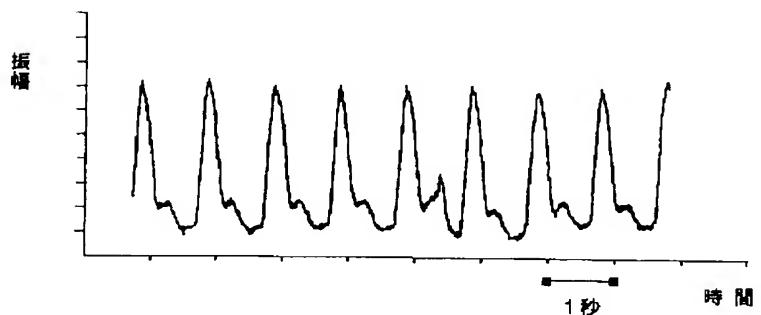
【図15】



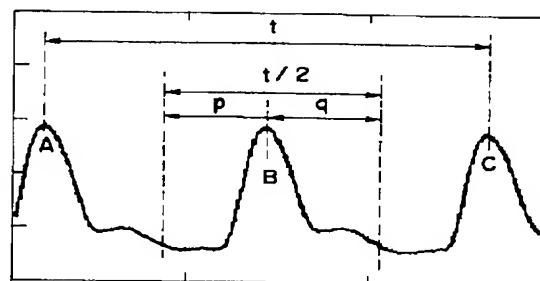
【図1】



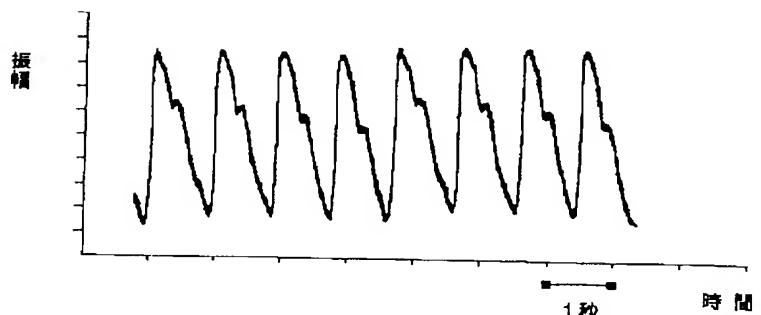
【図2】



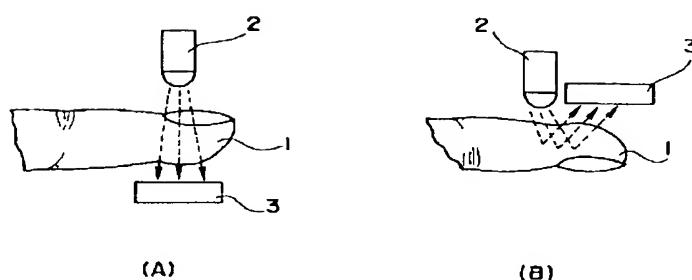
【図14】



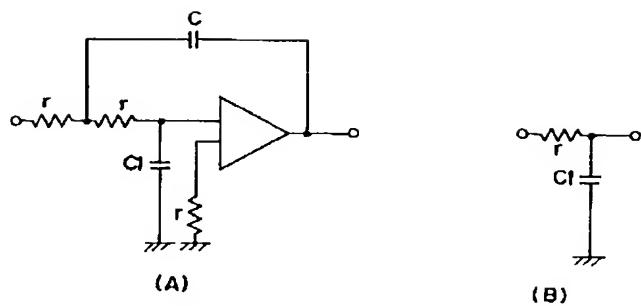
【図3】



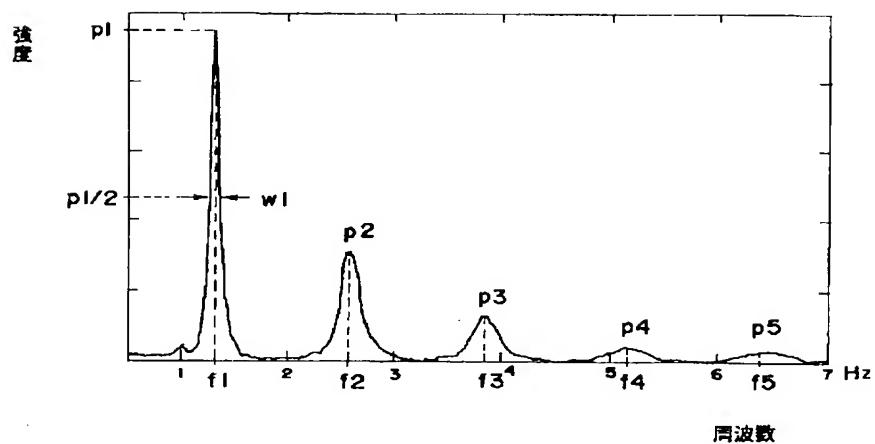
【図4】



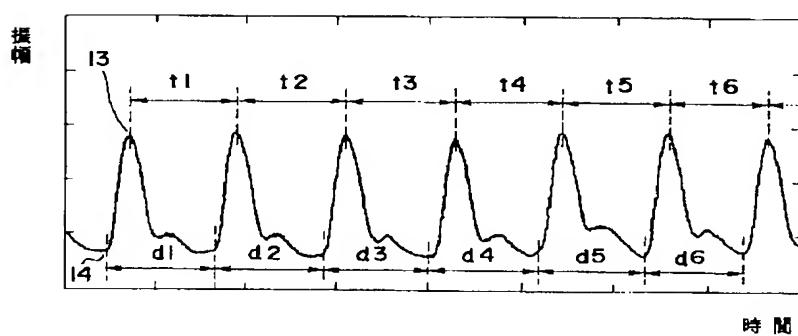
【図6】



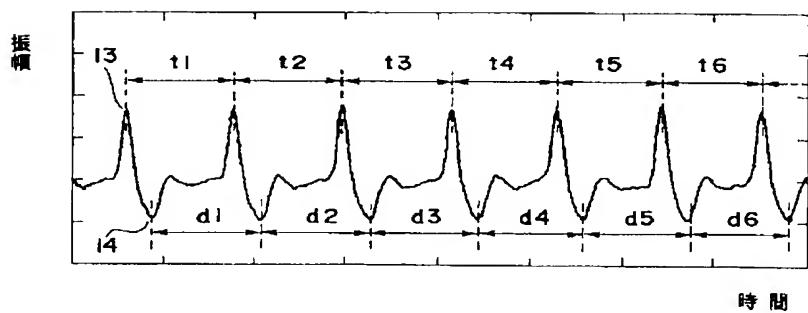
【図7】



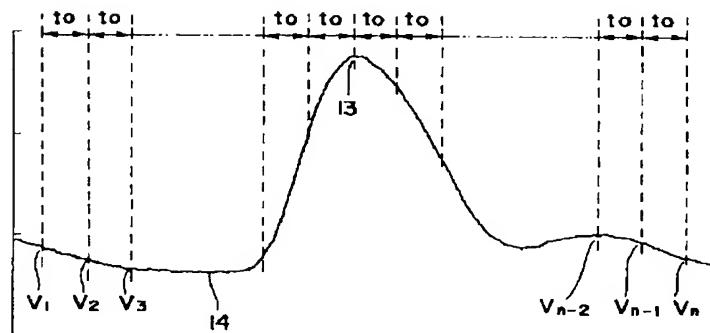
【図8】



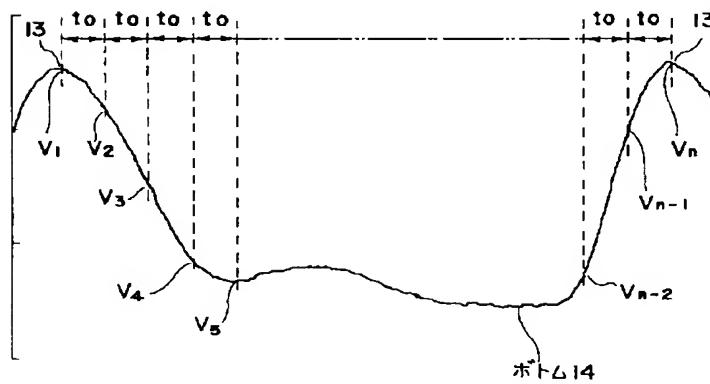
【図9】



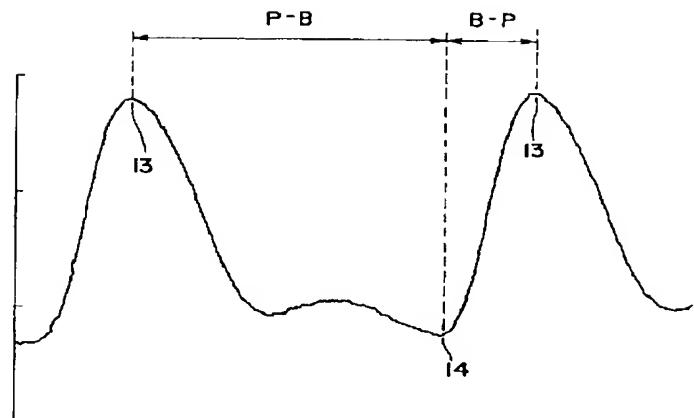
【図10】



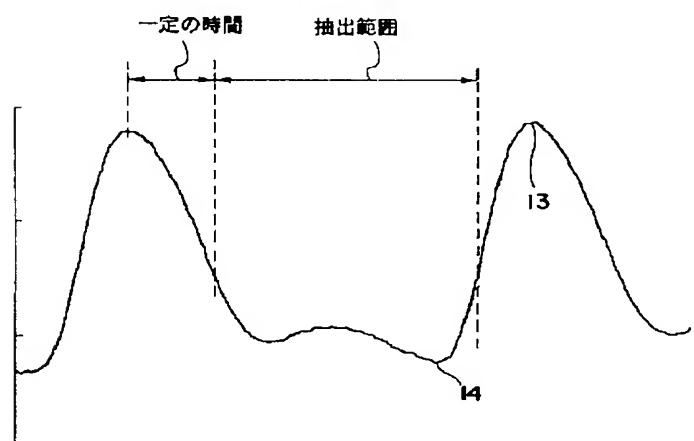
【図11】



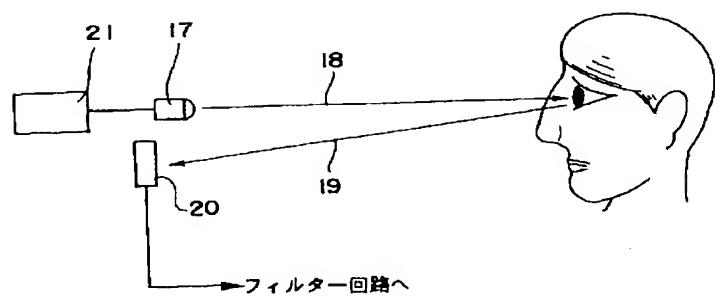
【図12】



【図13】



【図16】



## フロントページの続き

(72) 発明者 伊藤 健介  
神奈川県足柄上郡中井町境430 グリーン  
テクなかい 富士ゼロックス株式会社内  
(72) 発明者 清水 正  
神奈川県足柄上郡中井町境430 グリーン  
テクなかい 富士ゼロックス株式会社内

(72) 発明者 酒井 桂  
神奈川県足柄上郡中井町境430 グリーン  
テクなかい 富士ゼロックス株式会社内  
Fターム(参考) 4C017 AA04 AA09 AA16 AA19 AA20  
AB03 AC27 BB12 BC07 BC16  
BC30 BD10 FF30  
4C038 VA07 VB13 VC01 VC20